



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**TESTES MECÂNICOS NA INVESTIGAÇÃO EM REABILITAÇÃO  
ORAL**

Trabalho submetido por  
**Bruno Manuel Bernardino Ferreira**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**setembro de 2020**





**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**TESTES MECÂNICOS NA INVESTIGAÇÃO EM REABILITAÇÃO  
ORAL**

Trabalho submetido por  
**Bruno Manuel Bernardino Ferreira**  
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Doutor Francisco Martins**

**setembro de 2020**



## **Agradecimentos**

Ao Professor Francisco Martins pela paciência, apoio e orientação e motivação dada ao longo deste trabalho.

Aos meus pais, pela educação que me deram, por terem acreditado em mim e que me ajudaram e deram força desde o início do curso pois sem eles não tinha chegado até aqui, nem era aquilo que sou hoje.

Ao António e ao Miguel que para além de parceiros de box são amigos que vou levar para a vida.

À Bruna, que sempre me apoiou e incentivou com a sua energia contagiante.

A todos os professores que me permitiram crescer e adquirir conhecimentos nestes últimos 5 anos.



## **Resumo**

Esta monografia foi realizada com recurso a uma revisão da literatura científica, através da pesquisa de artigos obtidos na plataforma Pub-Med, Medline, Google Scholar, B-on, utilizando os termos: testes mecânicos (*mechanical testing*), materiais dentários (*dental materials*), dureza (*hardness*) e resistência (*strenght*). Foi dada preferência a revisões sistemáticas e meta-análises, tendo sido excluídos artigos de casos reportados ou caso controlo. Todos os artigos que não estivessem completos também foram excluídos.

Os conhecimentos dos testes mecânicos existentes na avaliação dos materiais utilizados em reabilitação oral são utilizados para avaliar se os materiais possuem falhas estruturais ou outras, sendo essenciais para que o investigador possa escolher o teste indicado na sua investigação tendo em consideração as variáveis que pretende avaliar e os recursos disponíveis.

De salientar que também são bastante importantes para a atividade clínica pois é a sua realização que vai permitir aferir se os materiais têm os níveis de qualidade necessários para um bom desempenho destes na cavidade oral.

As propriedades mecânicas utilizadas para avaliar os materiais utilizados em reabilitação oral foram ordenadas de acordo com a prioridade da sua medição: Resistência, Resistência à fratura, Módulo de elasticidade, Dureza e Desgaste.

**Palavras-chave:** testes mecânicos, materiais dentários, dureza, resistência





## **Abstract**

This monograph was carried out using a review of the scientific literature, through the search for articles obtained on the platform Pub-Med, Medline, Google Scholar, B-on, using the terms: mechanical tests, dental materials, hardness and strength. Preference was given to systematic reviews and meta-analyzes, with articles from reported cases or case controls being excluded. All articles that were not complete were also excluded.

The knowledge of the mechanical tests existing in the evaluation of the materials used in oral rehabilitation are used to assess whether the materials have structural or other flaws, being essential for the researcher to choose the test indicated in his investigation taking into account the variables he intends to evaluate and available resources.

It should be noted that they are also very important for clinical activity because it is their realization that will allow to know if the materials have the necessary quality levels for their good performance in the oral cavity.

The mechanical properties used to evaluate the materials used in oral rehabilitation were ordered according to the priority of their measurement: Strength, Fracture resistance, Modulus of elasticity, Hardness and Wear.

Keywords: mechanical tests, dental materials, hardness, strength



## **Índice**

<b>1. Introdução .....</b>	<b>9</b>
<b>2. Desenvolvimento .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1 Resistência.....</b>	<b>11</b>
2.1.1 Flexão .....	12
2.1.2 Compressão .....	17
2.1.3 Tração.....	18
2.1.4 Resistência ao impacto .....	20
2.1.5 Cisalhamento .....	21
<b>2.2 Resistência à fratura .....</b>	<b>22</b>
2.2.1 Single Edge Notch.....	25
2.2.2 Teste de tensão compacta .....	25
2.2.3 Dupla torsão .....	26
2.2.4 Chevron Notch .....	27
2.2.5 Indentação .....	28
<b>2.3 Edge Strength Chipping .....</b>	<b>28</b>
<b>2.4 Fadiga .....</b>	<b>29</b>
2.4.1 Resistência à fadiga .....	30
2.4.2 Resistência à fadiga – Método de escada .....	30
<b>2.5 Módulo de elasticidade.....</b>	<b>30</b>
2.5.1 Tração.....	31
2.5.2 Flexão .....	31
2.5.3 Outras condições .....	32
<b>2.6 Modulo de indentação.....</b>	<b>32</b>
2.6.1 Estático .....	33
2.6.2 Dinâmico .....	33
<b>2.7 Dureza .....</b>	<b>33</b>
2.7.1 Dureza de indentação .....	35
2.7.2 Indentação instrumental .....	37
<b>2.8 Resistência ao desgaste.....</b>	<b>38</b>
<b>3. Conclusão .....</b>	<b>45</b>
<b>4. Bibliografia.....</b>	<b>47</b>

## **Índice de Figuras**

<b>Figura 1</b> – Setup do teste de flexão de 4 pontos de contacto (Wendler, 2017).....	14
<b>Figura 2-</b> Teste de Flexão Biaxial (Wagner et Chu, 1996).....	16
<b>Figura 3-</b> Tipos de stress causados nos materiais dentários (Vaidya & Pathak, 2018)....	19
<b>Figura 4-</b> Teste de compressão diametral (Ilie et al.,2017).....	21
<b>Figura 5-</b> Teste de Dupla Torsão (Shyam & Lara-Curzio, 2006).....	27
<b>Figura 6-</b> Formas dos indentadores utilizados nos testes de Vickers, Knoop, Rockwell e Brinell (Ilie et al., 2017).....	36

## **Lista de abreviaturas**

ISO-*International Standards Organization*

ASTM- *American Society of Testing Materials*

ENV-European Prestandard

CAD-*Computer-aided design (Desenho assistido por computador)*

CAM-*Computer-aided manufacturing (Fabricação assistida por computador)*

Kgf/cm<sup>2</sup>- Quilograma de força por centímetro quadrado

m/s- Metros por segundo

mm- Milímetros

mm/min- Milímetros por minuto

MPa-Mega Pascal

NIST-*National Institute of Standards and Technology*

N-Newton

RDA-*Relative Dentine Abrasivity* (Abrasividade Relativa da dentina)

REA-*Relative Enamel Abrasivity*(Abrasividade Relativa do esmalte)



## **1. Introdução**

Existem diferentes tipos de materiais que podemos utilizar na medicina dentária de acordo com as suas características e utilidades. Estes incluem materiais de restaurações provisórias, materiais endodônticos, materiais de impressão, materiais protéticos, implantes, entre outros. O estudo das propriedades destes materiais tem como objetivo ajudar na seleção dos mesmos, perceber o seu comportamento e descrever a sua própria segurança (Vaidya & Pathak, 2018).

As propriedades dos materiais dentários podem dividir-se em físicas, térmicas, elétricas, óticas e mecânicas (Vaidya & Pathak, 2018). O sucesso do tratamento dentário depende não só de princípios físicos, químicos e patofisiológicos, mas também do profundo conhecimento das propriedades mecânicas destes materiais (Peskersoy & Culha, 2017).

As propriedades mecânicas que são potencialmente importantes no desempenho mecânico de um material são: a resistência, a compressão, o módulo de elasticidade, resistência à fadiga, resistência à flexão, resistência à fratura, dureza, resistência à tração e, por último, desgaste (Ferracane, 2013). Estas propriedades medem a resposta, tanto elástica como plástica dos materiais que sofrem uma força ou conjunto de forças, estando elas altamente dependentes da formulação do fabricante mas também da manipulação clínica (Ferracane, 2013). A avaliação das propriedades mecânicas tanto dos tecidos dentários como dos materiais é necessária para que haja o desenvolvimento de materiais dentários biocompatíveis para serem usados na medicina dentária (Peskersoy & Culha, 2017). Posto isto, o conhecimento sobre as propriedades mecânicas é fundamental para a indicação sobre os materiais dentários e o que podemos esperar do seu comportamento ao longo do tempo (Wang et al., 2003).

Existem muitos testes para avaliar as propriedades mecânicas dos materiais pelo que é necessário conhecer as suas vantagens, desvantagens e aplicabilidade de modo a escolher o melhor a utilizar em cada situação. Os testes mecânicos podem simular a sua performance e devem produzir fracassos clínicos para simular ao máximo a realidade (Bonfante & Coelho, 2016; Ilie & Ruse, 2019; Wang et al., 2003).

Os testes realizados para avaliar as propriedades mecânicas dos materiais dentários são: tração; flexão; compressão, testes de indentação; entre outros, que funcionam como variações destes testes referidos (Peskersoy & Culha, 2017).

A crescente oferta de materiais dentários no mercado faz com que os médicos dentistas reconheçam cada vez mais importância da realização de testes laboratoriais e ensaios clínicos antes de os utilizarem na sua prática clínica diária. Com a quantidade de estudos realizados sobre materiais dentários torna-se difícil comparar resultados. Para evitar esta situação foi criada a International Organization for Standardization (ISO) que fornece as guias para a realização dos testes (Wang et al., 2003).

É essencial que os investigadores tenham ao seu dispor o conhecimento atualizado em relação aos testes mecânicos disponíveis e validados cientificamente, utilizados na avaliação dos materiais em reabilitação oral, para que seja possível efetuarem a escolha mais indicada para o seu estudo. Posto isto, o objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão narrativa dos testes mecânicos utilizados para a investigação em reabilitação oral. Foram realizadas pesquisas nas bases de dados PubMed, Medline, Google Scholar e B-on com os termos: testes mecânicos (*mechanical testing*), materiais dentários (*dental materials*), dureza (*hardness*) e resistência (*strenght*).



## **2. Desenvolvimento**

### **2.1 Resistência**

A resistência de um material pode ser definida como o valor médio de tensão a partir do qual o material passa a apresentar deformação irreversível (deformação plástica), ou a partir do qual ocorre deformação localizada conduzindo a fratura (tensão máxima suportada) (Wendler et al., 2017).

Esta é uma propriedade mecânica não inerente de um material. Pode ser influenciada por vários fatores, entre eles o tipo de teste utilizado, tamanho, geometria e preparação da amostra (Ilie et al., 2017). A teoria de Weibull, que é o modelo estatístico que lida com a fratura de materiais, diz que quanto maiores as amostras, menores serão os valores de resistência, comparando com amostras mais pequenas testadas em condições semelhantes. Portanto não podemos comparar diretamente valores de resistência entre amostras de tamanhos diferentes (Wendler et al., 2017).

As forças que são geradas no material para obter o valor desta propriedade vão entrar em vários planos estruturais o que vai causar stress, que pode ser cisalhamento ou tração, mesmo em situações em que o material se encontra a sofrer apenas forças compressivas (Ilie & Ruse, 2019).

A resistência é muito utilizada pelos fabricantes para classificar, comparar e realizar o marketing dos materiais dentários. A explicação para isto pode ser devido ao facto do seu público alvo, os médicos dentistas, usualmente desconhecerem de forma aprofundada conceitos mecânicos dos materiais dentários. Desta forma o conceito de resistência pode ser mais fácil de entender pois indica a força que o material consegue suportar antes de fraturar. Para além disto a resistência dá-nos muito mais que apenas um valor, é uma janela para a microestrutura, defeitos e distribuição no material (Wendler et al., 2017).

Existem vários testes para avaliar a resistência dos materiais: dobramento transversal; flexão biaxial; compressão; tração; e compressão diametral. Neste conjunto de testes os dados podem ser transferidos para um gráfico de tensão-deformação, que nos dá o comportamento do material quando sujeito a uma determinada força (Wendler et al., 2017).

Devemos, antes de testar o material, realizar um envelhecimento artificial, armazenando o material em etanol ou noutro solvente para aumentar a correlação com os resultados clínicos (Heintze et al., 2017).

A tensão é definida como a unidade de força por área. Normalmente é definida nos termos de tensão mecânica em que a força é dividida por uma área onde essa força é aplicada. Para uma dada força, quanto mais pequena for a área onde esta é aplicada, maior vai ser o valor de tensão gerado. No caso de uma restauração, a área onde a força é aplicada é muito pequena logo, a força é enorme. A tensão gerada pode ser de milhares de MPa quando a área de contacto de uma cúspide ou sonda exploratória é usada para aplicar a força. Há muitos tipos de tensão de acordo com a direção de aplicação da força como o de tração, compressão e cisalhamento (Vaidya & Pathak, 2018).

A deformação é definida como a mudança de distância por unidade quando é aplicado stress. Não tem unidade porque é a fração da alteração do comprimento pelo comprimento original. A magnitude da deformação varia de acordo com o material usado e com a quantidade de força utilizada, sendo esta um parâmetro importante durante a escolha do material dentário (Vaidya & Pathak, 2018).

A tensão deformação de um material dentário é necessária para determinar o comportamento mecânico. A curva é desenhada de acordo com a tensão e deformação e estes são diretamente proporcionais. Se, perante uma força, não houver deformação permanente, estamos perante um material elástico. Esta proporcionalidade ocorre até um ponto no gráfico o limite de proporcionalidade, onde começa a deformação plástica do material (van Hengel, 2001).

## **2.1.1 Flexão**

### **2.1.1.1 Teste de flexão transversa**

É um teste comum utilizado para determinar a resistência dos compósitos, cerâmicas, cimentos e polímeros devido á facilidade de preparação das amostras (Jin, Takahashi, & Iwasaki, 2004). Este pode ser utilizado de várias formas baseando-se na seleção de suportes, aplicadores de força e na própria geometria da amostra (Ilie et al., 2013). Tipicamente este teste é realizado com a dobra em 3 pontos, implicando que a

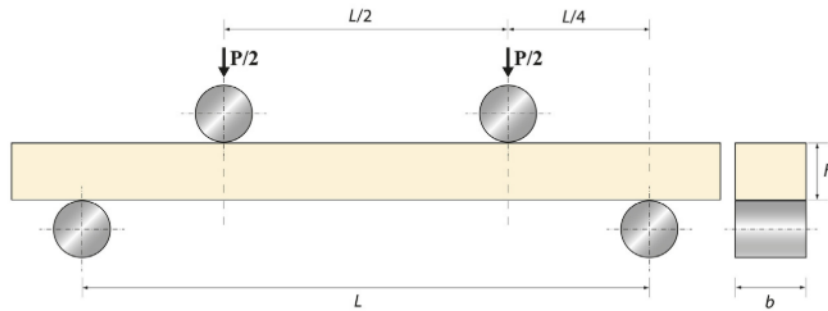
amostra tenha a forma de uma barra suportada nas suas extremidades a uma certa distância, e um ponto onde é aplicada a força no centro da barra (Kumar, 2012).

A barra deve ter um tamanho apropriado para o tipo de suportes utilizados, de maneira a satisfazer os critérios para a mecânica de barras (deve haver mais 10% de material para além dos suportes em cada extremidade) e deve ser testado num material rígido com muito pouca compliance para que a força seja toda transmitida para a amostra e não para os suportes (Ilie et al., 2017).

Normalmente na realização dos testes, a aplicação da força faz-se até à fratura do material, onde é expectável que haja uma deformação plástica mínima da amostra. Uma grande dobra na barra pode invalidar o teste e, se isto ocorrer, uma solução possível será calcular a força de escoamento, ou seja, o ponto em que a curva se desvia da linearidade (Ilie et al., 2017).

O teste de 3 pontos usa amostras em forma de barra (25mm de comprimento, 2mm de largura e 2mm de espessura) e as amostras são colocadas centralmente com um indentador com extremidade em lâmina de faca e que avança com uma velocidade de 0,75 mm/min. As forças produzidas por este teste são de tensão na parte inferior da amostra. A desvantagem é que pode haver falhas nas extremidades das amostras, o que poderá originar erros nas medições realizadas assim como a largura das amostras utilizadas não representam as restaurações realizadas na atividade clínica (Kumar, 2012).

A resistência à flexão também pode ser avaliada utilizando o teste de 4 pontos, que usa os mesmos tipos de amostra que o teste de 3 pontos, mas possui dois pontos de aplicação de força. As amostras são colocadas simetricamente às duas localizações que irão exercer forças. Aqui o dobramento máximo acontece entre os dois pontos que exercem forças centralmente, enquanto que no teste de 3 pontos acontece por baixo do único ponto de aplicação de forças. Hammant estabeleceu que este teste gera forças uniformes ao longo da superfície e reduz a concentração de stress perto dos pontos de aplicação da força (Hammant, 1971).



**Figura 1-** Setup do teste de flexão com 4 pontos de contacto (Wendler, 2017)

Para além disto, os resultados têm a tendência a ser mais representativos, já que uma maior área da amostra é testada. Apesar destas vantagens, este não é utilizado frequentemente, devido às dificuldades experimentais, que podem incluir o complexo equipamento necessário para a realização do teste, ao contrário do teste com 3 pontos (Jin et al., 2004).

Nos polímeros utilizados para fabricar próteses dentárias, a evidência sugere que não existem diferenças estatísticas significantes mas de referir que as resistências podem ser maiores quando testadas em 3 pontos comparando com o teste 4 pontos (Chitchumnong, Brooks, & Stafford, 1989).

Devido aos materiais para a confeção de restaurações indiretas serem de tamanho diminuído, estes são apenas fornecidos em blocos de pequenas dimensões como por exemplo 18mm x 16mm x 18mm até blocos de 8mm x 8mm x 15mm. Isto gera um problema porque para testar os blocos observamos que as medidas são pequenas demais para os standards do teste de flexão uniaxial usando barras. Sendo que internacionalmente os standards para os testes de resistência em 3 ou 4 pontos de flexão têm de ter mais de 40mm preferencialmente, e um mínimo de 20 mm, como nas normas ASTM C 1161, ISO 17565 e ENV 843-1 para cerâmicas e ISO 4049 para resinas compostas (Lube, Manner, & Danzer, 1997).

Para ultrapassar as medidas dos blocos de CAD/CAM há uma norma ISO 6872 que diz que se pode utilizar vãos com um comprimento até um mínimo de 12mm para o teste de flexão de 3 pontos e 16mm para o de 4 pontos. Se existirem falhas na fixação da amostra ou no seu posicionamento, isto pode levar a grandes percentagens de erro na determinação da resistência comparando com os vãos de tamanho 20mm ou 40mm. Com isto conclui-se que, a realização destes testes em miniatura requer muito mais precisão que os testes em tamanho dito normal (Wendler et al., 2017).

Também associado a estas fontes de erro, as amostras sendo produzidos em menor escala também vão ter uma maior probabilidade de ter fraturas nos cantos, o que faz com que as forças sejam mal distribuídas, sendo um problema para as cerâmicas vítreas (Wendler et al., 2017).

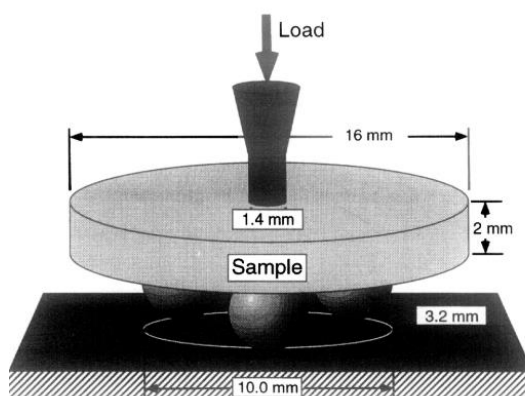
Para resinas compostas, os testes de flexão uniaxial com barras de pequeno comprimento também têm sido criticados devido a semelhantes entraves (Della Bona, Dal Bello, & Sartoretto, 2012).

Quando o teste é realizado em resinas, para que as amostras estejam na melhor condição possível no estudo de compósitos ou cimentos de resina, o processo de polimerização deve ser o mais homogêneo possível e, para isso, podem ser usadas luzes como um forno para ser mais eficiente. Contudo, estes testes não são representativos das restaurações realizadas na cavidade oral devido à geometria da amostra (Kumar, 2012).

### 2.1.1.2 Flexão biaxial

Os testes de flexão biaxial, para além de permitirem que amostras pequenas sejam testadas, também diminuem as falhas de iniciação. Este teste, no lado da amostra onde é exercido o stress, tem uma melhor extensão multiaxial e não discrimina fraturas em orientações particulares. Erros podem ser introduzidos se for gerada fricção entre a amostra e o suporte fixo (Wendler et al., 2017).

Normalmente é utilizada em resinas compostas uma amostra circular com 12mm de diâmetro e 1mm de espessura, que representa a largura de um molar e é utilizada apenas uma aplicação de luz como acontece na atividade clínica para a polimerização dos discos ao contrário do que acontecia nos testes de 3 pontos e de 4 pontos que tinham uma forma de barra e eram fotopolimerizados em vários ciclos (Kumar, 2012).



**Figura 2-**Teste de Flexão Biaxial (Wagner et Chu., 1996)

A amostra em forma de disco é colocada no suporte, com três pernas ou um anel que suporte a circunferência da amostra e que providencia uma distribuição uniforme do stress de tensão que é aplicado por um pistão numa posição central do anel ou da forma criada pelas bolas. Este método é tipicamente usado para materiais frágeis mas também utilizado em resinas compostas (Kumar, 2012).

O teste de flexão biaxial elimina o efeito do fracasso nas extremidades pois estas não sofrem diretamente a ação das forças e os resultados deste teste de flexão são independentes da geometria da amostra, assim este teste deverá produzir menos variação nos dados obtidos (Kumar, 2012; Wagner & Chu, 1996).

Existem vários tipos de métodos para os testes de flexão biaxial, como “*ring-on-ring*”, “*piston-on-ring*”, “*ball-on-ring*”, “*ring-on-ball*” e “*ring-on-spring*”. Dentro destes, Shetty et al., indicou que o teste *piston-on-three-ball* era melhor que o *ball-on-ring* e Zeng et al. reportou que as resistências do teste *ring-on-ring* eram melhores que as obtidas no teste *piston-on-three-balls* (Jin et al., 2004).

O teste de flexão biaxial pela Sociedade Americana para Testes de Materiais (ASTM) para testar substratos cerâmicos, assim como um standard internacional para avaliar cerâmicas dentárias. Na norma ISO (6872), o teste de flexão biaxial (*piston-on-three-balls*) e o teste de flexão com contacto em 3 pontos também são sugeridos (Jin et al., 2004).

As vantagens do *piston-on-three-balls* é que há o suporte de 3 bolas para garantir o contacto mesmo com amostras defeituosas, e a face plana do pistão está paralela à superfície da amostra (Jin et al., 2004).

Como já referido anteriormente, podem haver amostras mais pequenas, como blocos de CAD/CAM, e o teste biaxial de flexão é realizado usando uma amostra de forma retangular ou em forma de disco. Devido às forças multiaxiais durante a mastigação, os testes que se realizam com configurações diferentes podem ajudar a revelar propriedades importantes dos materiais restauradores (Choi et al., 2019). Segundo Shetty, o esquema de teste *Ball-on-Ring* pode gerar forças mais precisas com um simples set-up de teste (Shetty et al., 1983).

Devido à existência de falhas nestes testes, foi introduzido o método *Ball-on-three-balls* (B3B) para ultrapassar as desvantagens do teste de força biaxial tradicional, altamente sensível a desvios no plano paralelismo da amostra e ao efeito desconhecido da

fricção da amostra e do suporte onde era colocado. A transferência bem definida de forças neste teste com 4 pontos de contacto, permite testar amostras com desvios de nivelamento até 16% e com pequenas dobras apresentadas (Danzer, 2014).

Neste teste, a fricção é consideravelmente reduzida quando comparada com suportes fixos, em que as bolas rolam para fora durante a flexão da amostra (Börger, Supancic, & Danzer, 2004).

A força é transferida para uma pequena área de contacto para a amostra pela bola central, que gera forças de tensão sendo dependentes do raio da área de contacto que é, na verdade, a função do módulo de elasticidade do material testado e das bolas (Wendler et al., 2017).

Materiais com baixo módulo de elasticidade podem mostrar grandes deformações, durante a aplicação da força que muda o contacto, influenciando o estado de stress e, consequentemente, aumentando o erro do teste. Tem mais implicações para compósitos com baixo módulo de elasticidade que para cerâmicas rígidas (Wendler et al., 2017).

A evidência demonstra que os resultados da flexão biaxial correlacionam-se com aqueles obtidos pelo teste de flexão de 3 pontos e é demonstrada uma menor variabilidade nos dados (Ilie et al., 2017).

### **2.1.2 Compressão**

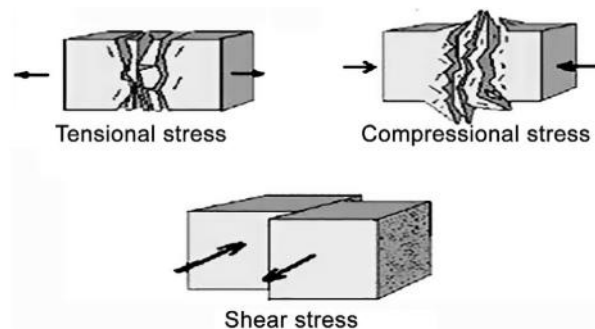
O stress compressivo é a força por unidade de área induzida num corpo em resposta a uma força aplicada externamente que tem tendência a comprimir ou encolher o corpo. Os materiais restauradores e os que são utilizados na realização de modelos devem ter uma elevada resistência à compressão (Vaidya & Pathak, 2018).

A resistência à compressão é o único critério para a seleção de materiais para realizar núcleos em dentes com pouco remanescente dentário mas é um critério crucial. Materiais utilizados em núcleos mais fortes resistem melhor à deformação e fratura, permitindo uma melhor distribuição das forças e diminuindo o risco da existência de uma falha por compressão do material, maior estabilidade e um melhor desempenho clínico.

A resistência à compressão é considerada um indicador de sucesso porque a resistência à compressão elevada é necessária para resistir a forças mastigatórias e parafuncionais (Petronijević et al., 2013).

É um teste relativamente simples em que a força axial é aplicada numa amostra cilíndrica. Muitos materiais, especialmente os mais frágeis, vão parecer mais fortes em compressão que em tração, porque o teste de compressão é geralmente menos sensível a falhas internas comparando com o teste de tração. Mas este teste tem um problema, podem existir forças de fricção que alterem o princípio do teste pois a amostra não vai estar completamente paralela, para ultrapassar isto, pode colocar-se um pedaço de papel em cada extremidade distribuindo melhor as forças. Devido à falta de correlação entre o teste de compressão e o fracasso clínico, e devido à existência de muitas resinas compostas pouco resistentes que sofrem uma grande deformação plástica nestes testes, há grandes valores de resistência por erro, portanto este teste não é recomendado para compósitos, embora seja frequentemente reportado (Park et al., 2014).

De acordo com a norma ISO 9917, são testadas amostras cilíndricas. As dimensões das amostras devem ter uma relação de comprimento para diâmetro de 2:1. Quando esta proporção é excedida, pode resultar num indesejável dobramento da amostra. A unidade de força usada nos resultados do teste de compressão é Kgf/cm<sup>2</sup> (Wang et al., 2003).



**Figura 3-** Tipos de stress causados nos materiais dentários (Vaidya & Pathak, 2018)

### 2.1.3 Tração

Quando um corpo é sujeito a forças em linha reta e em sentidos opostos, resulta em tração. A resistência de um material a este tipo de forças é denominada resistência à tração. Desta curva podemos retirar o módulo elástico, a resistência à tração e a resiliência (Wang et al., 2003).



A maioria dos materiais dentários são muito frágeis e quando são sujeitos a tração são altamente suscetíveis ao início de fratura. Mesmo que muitos materiais sejam resistentes, eles fraturam facilmente porque não possuem deformação plástica que na generalidade ocorre em grandes níveis de stress (Vaidya & Pathak, 2018).

### **2.1.3.1 Teste de Tração uniaxial**

Como já referido anteriormente, a maioria dos materiais restauradores fracassa por forças de tração. Isto sugere que os testes de tração são os mais apropriados, até porque existem standards para os materiais dentários que podem ser seguidos. A forma típica da amostra para este teste é a forma de um halter ou de um osso, que providencia a região central com um menor diâmetro do que as extremidades, concentrando o stress no centro e assegurando que a fratura vai acontecer nesta região. A dificuldade deste teste é que para obtermos esta forma de amostra vamos deixar por vezes irregularidades e zonas de concentração de stress da qual o fracasso pode ocorrer, classificando como nulos os resultados do teste (Ilie et al., 2017).

O posicionamento da amostra também é crítico porque, se não estiver correto, não vai existir uma força verdadeiramente uniaxial. Por estas razões, este teste de tração não é muito utilizado para medir a resistência de compósitos, apesar da sua aplicabilidade (Hotta, Kawano, & Sekine, 2008).

Neste teste é comum medir a ductibilidade do material, esta é importante nos materiais metálicos porque é a habilidade de um material se deformar sob forças de tração antes de fraturar (Wang et al., 2003).

### **2.1.3.2 Teste de compressão diametral**

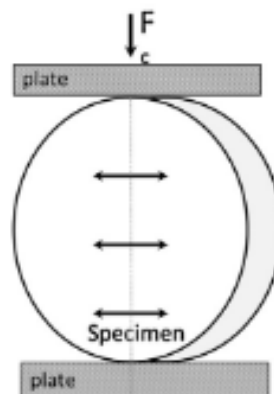
O teste de compressão diametral foi desenvolvido para testar materiais frágeis com pouca ou nenhuma deformação plástica pois estes não têm um bom desempenho nos testes convencionais de tração. Neste teste, uma amostra cilíndrica ou em forma de disco é submetida a uma força compressiva no plano diametral, que é perpendicular ao longo eixo (Bona et al., 2008).

O valor obtido é a medida das forças efetivas que são dirigidas para longe do centro do disco e fazendo a amostra fraturar sobre forças de tração ainda que a força

aplicada seja de compressão, a fratura ocorre ao longo do plano vertical (Vaidya & Pathak, 2018).

Este teste apenas é considerado como preciso quando a amostra fratura uniformemente a partir do centro, o princípio é que o disco é apertado ao longo do diâmetro e as forças obrigam a que o disco fique maior em largura até partir. A amostra testada deve fraturar em duas partes iguais e não muitas peças que sugere uma potencial condução da força inválida. A produção da amostra é crítica para garantir que a força é uniforme e por isso, nos estudos realizados, o disco tinha um comprimento menor para que menos material estivesse em contacto com o sítio onde a força é aplicada (Penn, Craig, & Tesk, 1987).

As vantagens do teste de compressão diametral são o facto da amostra ser preparada convenientemente; não falhar prematuramente; e o modo como falha ser mais consistente, existindo menos variação nos resultados obtidos (Huang et al., 2012).



**Figura 4-** Teste de compressão diametral (Ilie et al., 2017)

#### 2.1.4 Resistência ao impacto

É a medida da energia absorvida por um material quando é partido por uma força de impacto. Durante o teste ou o material parte rapidamente com a força aplicada, ou então a amostra resiste à força que conseguimos medir pela marca deixada, demonstrando a capacidade do material absorver o choque (Ilie et al., 2017).

Para realizar estes testes, são necessárias amostras com um notch que, dependendo do tipo de material e do seu tamanho, a sua posição pode influenciar a medição da resistência ao impacto. Também é necessária uma máquina com um pêndulo adaptado

numa máquina de testes universal. O notch vai produzir uma concentração de stress que aumenta a probabilidade de um material mais frágil fraturar (Ilie et al., 2017).

A posição do pêndulo deve ter uma altura de 610mm, o que produz uma velocidade para o momento do impacto de 3,5m/s. Existem pêndulos com vários pesos sendo utilizados consoante a necessidade de energia para fraturar as amostras. O impacto do pêndulo vai indicar a energia necessária para fraturar as amostras que sofrem forças de acordo com parâmetros específicos. O pêndulo deve medir entre 0,33 e 0,4 metros e a sua ponta deve ser constituída por aço endurecido, uma superfície cilíndrica de raio 0,80mm com o seu eixo horizontal e perpendicular ao plano em que o pêndulo contacta com a amostra. A região adjacente ao cilindro deve ser inclinada para durante o contacto e na propagação da fratura não existir nada em contacto com a amostra que não o cilindro (ASTM D256-10E, 2010).

De referir ainda que tanto o pêndulo como toda a máquina onde é realizado o teste deve ser rígida o suficiente para no momento do impacto, a propagação da fratura manter o seu alinhamento e a base da máquina deve ser grande o suficiente para que o impacto não cause movimentos (ASTM D256-10E, 2010).

O valor da fratura do material vai ser detetado, ou por um sistema eletrónico constituído por um indicador digital e um sensor, ou utilizando um método manual. Nos dois métodos, a energia a que o material fratura é determinada detetando a altura a que o pêndulo foi colocado em relação ao ponto de impacto. Este não é um método muito utilizado para avaliar resinas compostas (Ilie et al., 2017).

### **2.1.5 Cisalhamento**

O stress causado por cisalhamento é a força por unidade de área induzida num corpo em resposta a uma força aplicada externamente que é aplicada numa parte do corpo numa direção, enquanto o resto está a ser empurrado no sentido oposto (Vaidya & Pathak, 2018). A resistência ao cisalhamento denota a habilidade de um material de resistir a forças deslizantes, onde o material desliza contra ele próprio (Ikejima, Nomoto, & McCabe, 2003).

O teste de cisalhamento é usado na maioria das vezes para materiais que não são frágeis logo, têm uma maior ductilidade. Mas também se podem utilizar outros testes para

avaliar esta propriedade como o “*punch test*” que é utilizado para resinas compostas, onde um instrumento é guiado contra uma placa de material e a força aplicada é dividida pela área da cruz para determinar a força de resistência ao cisalhamento (Ikejima et al., 2003).

O cisalhamento pode não acontecer diretamente nas restaurações em resina composta mas o teste é muito utilizado para avaliar interfaces entre dois materiais, como entre a cerâmica e o metal, osso e implante, e entre resinas compostas e adesivos. Para avaliar isto, apenas necessitamos de realizar uma pequena alteração no *punch-test*, removendo uma circunferência do material primeiro e preenchendo a mesma com outro material, sendo o procedimento do teste igual (Ilie et al., 2017).

Embora a utilidade deste teste, o fracasso em meio oral é raro ocorrer devido aos materiais restauradores ficarem com superfícies curvas, a presença de chanfros e alterações na curvatura da superfície aderida, porque a força de tração de materiais frágeis é normalmente muito inferior aos seus valores de cisalhamento. Existe uma probabilidade maior de ocorrer fracasso por tração (Vaidya & Pathak, 2018).

## 2.2 Resistência à fratura

Os fundamentos dos conceitos mecânicos envolvem a ideia que as descontinuidades nos materiais como as falhas, defeitos, vazios e quer estejam na superfície ou não, atuam como pontos de concentração de stress a partir dos quais desenvolver até existir uma fratura catastrófica. Após um grande desenvolvimento teórico foi atingido um parâmetro que quantificava o stress local numa pequena fissura e quanto aumentava de acordo com a força aplicada (Belli et al., 2018).

A resistência à fratura difere da resistência, pois é uma propriedade inerente do material e o seu valor deve ser igual, independentemente do teste utilizado ou da geometria da amostra. A resistência à fratura é a medida da resistência do material à propagação de um crack de um ponto fraco já existente de tamanho definido. Porque o material como normalmente já contém falhas, a aplicação da força tipicamente causa fratura dessa falha (Ilie et al., 2017).

Os testes para a resistência à fratura determinam a sensibilidade a pontos fracos e fendas realizadas previamente. Materiais com baixa resistência à fratura como o vidro são enfraquecidos com a presença de qualquer ponto fraco ou fenda que possam ter. Pelo

contrário, materiais com elevada resistência, como o ouro ou alumínio, não são muito prejudicados pela presença de notches (Wagner & Chu, 1996).

Para determinar a resistência à fratura temos de realizar uma pré-fratura na amostra e registar a máxima força a que existe o fracasso do material. Ao realizar a pré-fratura vamos observar um valor melhorado deste parâmetro podendo ser evitado realizando uma fenda para que a propagação da fratura se realize desse ponto. A aplicação da força deve ser com uma carga rápida para evitar que se dê um crescimento lento da fratura (Shyam & Lara-Curzio, 2006).

Na realização deste teste em compósitos podemos realizar este ponto fraco antes da polimerização ou então podemos criá-lo após a sua polimerização (Ilie et al., 2017).

Podem ser usados vários métodos para a resistência à fratura, mas a maior parte dos métodos requerem amostras com um processo de fabricação complicado sendo por isso difícil obter grande número de amostras com a forma correta em materiais cerâmicos (Wagner & Chu, 1996). Também associado a isto a produção de amostras pode ser bastante frustrante devido a não ser sempre possível conseguir obter a geometria necessária, não ajudando a dificuldade de realizar os pré-cracks (Belli et al., 2018).

As fendas são preferencialmente introduzidas artificialmente para controlarmos a forma, o tamanho e também para ser possível standardizar o teste. As fendas podem ser apenas na superfície, através da espessura da amostra, em buracos ou em fendas interiores (Belli et al., 2018).

O método ideal e mais correto para avaliarmos a resistência à fratura é primeiro colocar a amostra em fadiga para criar uma verdadeira pré-fissura. Mas isto é muito complicado de fazer com materiais frágeis, principalmente aqueles de tamanho pequeno, porque as fissuras são difíceis de controlar uma vez criadas e a amostra muitas vezes fratura durante a sua produção. Uma alternativa para contornar este problema é produzir a fissura usando lâminas afiadas ou então utilizá-las para acentuar alguma já pré-existente (Ilie et al., 2017). Para obter notches o mais afiado possível são usadas lâminas e pastas de polimento. Foi observado que em notches curtos é conseguido obter valores muito melhores do que nos notches mais longos aonde a lâmina fica menos estável permitindo afiar menos o *notch* (Belli et al., 2018).

Porque a fratura é uma das falhas primárias das resinas compostas, esta propriedade é altamente relevante para as caracterizar clinicamente. Uma revisão sistemática revelou uma fraca correlação entre a resistência à fratura e as fraturas clínicas de restaurações posteriores em resina composta (Heintze et al., 2017) . Por outro lado, outros estudos demonstraram correlações da resistência à fratura, fratura marginal e desgaste dos compósitos (Ferracane & Condon, 1999).

Existem muitos testes para esta propriedade, sendo a escolha feita de acordo com a conveniência. Mas é importante saber que, para estes testes serem fiáveis e precisos, é necessário equipamento próprio com muito pouco compliance para que toda a deformação ocorra na amostra e não no equipamento (Ilie et al., 2017).

O teste mais comum para a resistência à fratura é realizado por aplicar uma força numa amostra com uma fissura bem medida e obter a energia para a fratura que produz o valor da resistência à fratura. Tanto os compósitos como as cerâmicas têm um baixo valor de resistência à fratura (Ilie et al., 2017).

Devido à dificuldade de obter os standards para realizar este tipo de testes os investigadores podem ter a tentação de saltar passos, o que vai influenciar negativamente a credibilidade dos resultados que vão obter (Belli et al., 2018).

Os standards mais importantes são o ASTM E399 e o ASTM E1820, apenas permitem o notch, mas do tipo que fica na sua espessura, e apenas permite um dado número de geometrias para a realização dos testes. Os notches mais utilizados são o *Single-Edge-Bend* que é testado com recurso ao teste de flexão com 3 pontos, o de tensão compacta e o de tensão compacta em forma de disco (Belli et al., 2018).

A fissura através da espessura é a geometria de eleição devido ao comportamento dos materiais metálicos predominantemente não linear elástico / elástico plástico, logo requerem uma pre-fratura deste tipo para assegurar que ela se propaga quando o material é sujeito a uma força. A espessura do material não importa muito quando estamos a realizar testes em materiais cerâmicos porque são frágeis, um exemplo, é um estudo é um estudo realizado em alumina, mostrando que os valores de resistência a fratura são independentes da espessura da amostra. Outro critério de validação do teste é a presença de uma pré-fratura bastante afiada idealmente gerada por uma força cíclica e com a realização de fadiga na amostra (Belli et al., 2018).

### 2.2.1 Single Edge Notch

Um teste comum para testar este parâmetro nas resinas compostas é aplicar uma força numa barra já com uma fissura realizando o teste de flexão por 3 pontos impondo uma força de tração na fissura e causando a fratura nessa zona. A barra deve ter dimensões apropriadas para as mecânicas da fratura elástica linear, sendo o comprimento da barra dez vezes superior à espessura da amostra. A ponta da fissura realizada na amostra deve ser o mais afiada possível para que o teste seja fiável. Como já referido anteriormente, é muito complicado realizar esta preparação em materiais frágeis como a cerâmica (Fujishima & Ferracane, 1996).

Em cerâmicas, é um método preciso, confiável e reproduzível, seguindo a ISO 6872:2008 que especifica os standards para este teste para cerâmicas dentárias. Contudo, esta técnica deve ser realizada com precaução, pois necessita da preparação das amostras (4 mm x 3mm x 22mm), realização e medição precisa do *notch* e determinação do raio da ponta do *crack*. Para além disso, a microestrutura da cerâmica pode afetar a preparação do *notch* e o resultado por ser subestimado devido as pre-fissuras (Domingues et al., 2016).

O método de *single edge notched* é um dos mais populares e amigo do utilizador para medir a resistência à fratura das cerâmicas. O procedimento utilizado neste método requer uma geometria do teste de flexão de 3-pontos ou de 4-pontos. Por outro lado, estes testes não são fáceis de realizar em amostras tão pequenas que requerem um mecanismo de aplicação de forças delicado e por vezes necessitam de outro tipo de teste, como o de torsão dupla. Por vezes a propagação da fratura é tão pequena que necessita de ser monitorizada com recurso a um microscópio ótico (Wang & Atkinson, 2015).

O tipo de notch vai influenciar, como já se sabe, a precisão da resistência à fratura utilizando o *single edge notched*, devido à propagação da fratura ser instável e, por isso, a sua iniciação tem um papel muito importante (Wang & Atkinson, 2015).

### 2.2.2 Teste de tensão compacta

Tradicionalmente o teste da tensão compacta era usado para determinar a resistência a fratura de materiais resilientes como a dentina e resinas compostas e apenas

agora começam a surgir estudos com o seu uso em materiais mais frágeis como a cerâmica (Badawy, El-Mowafy, & Tam, 2016).

Este método é semelhante ao de flexão de 3 pontos onde a força é aplicada através da fissura, mas aqui a amostra tem a forma de uma placa e a força é aplicada de buracos no topo e parte de baixo da amostra para abrir mais a fissura. Este método tipicamente requer a medida da abertura da fenda usando extensómetros para determinar a distância que a fenda abre utilizando uma determinada força (Ilie et al., 2017).

Este teste, quando bem realizado, dá dados mais extensos que o teste mais simples do dobramento da barra. É possível observar o comportamento do material sendo que este fica mais resistente a medida que a fissura cresce e é mais resistente a fratura catastrófica. Este aumento de resistência à fratura é devido a mecanismos de dissipação de energia que ficam ativos no material durante a aplicação da força (Ilie et al., 2017).

Os resultados deste método mostram uma correlação boa com aqueles obtidos utilizando o método do *Single Edge Notch* (Badawy et al., 2016).

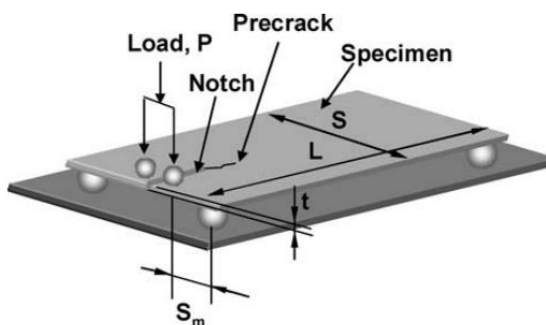
### **2.2.3 Dupla torsão**

O teste de torsão dupla é uma excelente técnica para avaliar a fratura das cerâmicas tendo sido introduzida nos anos 60. Desde aí, tem ganho popularidade devido ao seu setup experimental barato e simples (Shyam & Lara-Curzio, 2006).

A configuração do teste consiste em 4 pontos simétricos exercerem força a volta de um crack extremidade de uma amostra retangular em placa com o sulco virado para baixo, o que produz deformação por torsão nas duas metades da placa. A força vai ser aplicada perto de uma extremidade através de dois pontos um de cada lado do sulco para produzir tensão e a propagação da fissura (Ilie et al., 2017).

Este teste é independente do tamanho do crack, ou seja, é ideal para materiais opacos e não refletivos onde as medições dos cracks podem ser difíceis de realizar (Shyam & Lara-Curzio, 2006).





**Figura 5-** Teste de Dupla Torsão (Shyam & Lara-Curzio, 2006)

Quando a força crítica é atingida, a fissura propaga-se pelo sulco e é visível, podendo-se medir no topo da placa. Isto vai parar quando o stress crítico já não estiver presente. Podemos fazer várias medições com diferentes valores de força para ver a propagação da fissura. Neste teste, mesmo que a fissura não seja infinitamente afiada, a primeira carga produz uma pre-fissura, e em cada fissura serve de pre-fissura para aproxima curva (Ilie et al., 2017).

O erro é comparável a outras geometrias e este método tem melhor que a resistência a indentação por flexão de 4 pontos. Em suma, este teste dá valores comparáveis aos outros standardizados acima mencionados (Shyam & Lara-Curzio, 2006).

#### 2.2.4 Chevron Notch

Este método usa uma amostra de forma cilíndrica que contém uma reentrância de Chevron numa extremidade e a fratura é produzida por uma força que faz com que a reentrância abra em tensão. Este método requer que a reentrância seja formada durante a polimerização da resina composta ou cortada após isto acontecer (Ilie et al., 2017).

Os valores obtidos com este método são mais elevados comparando com os anteriormente referidos e isto pode dever-se ao uso de um setup com uma compliance maior permitindo uma deformação errónea do sistema de testes (Fujishima & Ferracane, 1996).

Aqui devem ser produzidos cortes angulares em cada lado da amostra para formar uma secção triangular. Este *notch* não precisa de ser afiado pois não funciona como *crack* inicial, mas serve para concentrar o stress na sua ponta no vértice direccionado para o lado que vai sofrer tensão. Num teste com sucesso, o *crack* vai partir deste ponto de

acumulação de tensão. Para além dos critérios de dimensões este é o critério principal para a validação do teste. Tanto a largura do *notch* como o seu grau de deslocamento não parecem ter efeito na estabilidade do *crack* (Belli et al., 2018).

A maior parte dos standards deste teste recomendam uma geometria com 45x4x3mm, mas também podem ser produzidos com 10/20mm permitindo a produção de amostras a partir de equipamentos de CAD/CAM (Belli et al., 2018).

### 2.2.5 Indentação

Um método comum mas controverso para medir a resistência à fratura das cerâmicas é a indentação, tipicamente com a pirâmide de Vickers como indentador. O objetivo deste método é criar uma indentação numa superfície polida a partir da qual vai haver cracks que se vão propagar da ponta do indentador. Isto só vai acontecer em materiais com grande fragilidade, o comprimento dos cracks vai estar relacionado com a resistência a fratura do material em que quanto menor o comprimento mais resistente à fratura é o material. Por outro lado se o material se deformar plasticamente para absorver o stress, não vai haver propagação dos cracks (Kruzic & Ritchie, 2003).

## 2.3 Edge Strength Chipping

O *Edge-chipping-test* foi originalmente desenvolvido nos anos 80 para estudar ferramentas de corte de metal no Laboratório Nacional de Física em Londres. As lascas são formadas fazendo avançar o indentador num material perto da sua extremidade. A força necessária para a formação de lascas aumenta conforme o aumento da distância da extremidade da amostra. A forma da lasca criada normalmente é independente do material utilizado neste teste (Quinn, 2015).

Foram realizados estudos de longevidade clínica demonstraram que a formação de lascas é uma das causas que levam a que uma restauração falhe, sendo nalguns casos possível reparar a restauração e noutros e necessária a sua substituição (Anusavice, Kakar, & Ferree, 2007).

Nos últimos anos a influência o indentador tem sido clarificada e parece que o ranking dos materiais não muda muito entre os tipos de indentador utilizados. A relação força-distância muda consoante o tipo de indentador utilizado. O indentador afiado foi

identificado como um fator chave, em grande parte devido as forças em cunha criadas durante o processo de *chipping* (Quinn, 2015).

Simples amostras em formas de blocos que tenham pelo menos 5mm de espessura são adequados para a maior parte dos estudos realizados. Os dados comparativos retirados de materiais dentários frágeis demonstraram que os dados retirados de dentes achatados correspondiam aos dados obtidos de blocos retangulares. (Quinn, Giuseppetti, & Hoffman, 2014)

Existem 2 standards usados no teste de edge chipping para materiais frágeis, um do Comité Europeu de Standards; e um da ASTM. Estes testes, que normalmente são utilizados em cerâmicas estruturais e ferramentas de corte, podem ser simplesmente adaptados aos materiais dentários (Quinn, 2015).

O indentador de Vickers cria mais deformações permanentes mas, a pequenas distâncias da extremidade, apenas uma pequena força para causar fratura e as deformações são pequenas (Quinn, 2015).

Uma das criticas a este teste é que com o uso de indentadores de diamante afiados não reproduzimos as condições existentes na cavidade oral porque as pessoas não mastigam em diamantes afiados e nem os dentes, nem as restaurações têm ângulos de 90 graus. O objetivo deste teste é medir a resistência ao lascar o material em condições controladas. É útil o uso de microscópio para alinhar as amostras no indentador (Quinn, 2015).

## 2.4 Fadiga

Pode ser a propriedade mais importante dos materiais dentários que são expostos a periodos cíclicos de forças enquanto se mastiga comida. É provável que as fraturas ocorram devido acumulação de danos produzidos por forças cíclicas que não excedem a resistência a fratura. É provável que as fissuras se propaguem de pontos fracos já existentes, não de um único evento mas devido a extensão da fissura e a formação de outros danos no material até não aguentar mais forças (Lin & Drummond, 2010).

A fadiga é mais provável de existir em locais de grande stress, como arestas afiadas, sulcos, entre outras imperfeições. A medição da fadiga necessita de muito

trabalho e é dispendiosa para a conseguir caracterizar completamente portanto a sua medição não é tão comum como a da resistência (Ilie et al., 2017).

### **2.4.1 Resistência à fadiga**

O método mais comum para medir a fadiga é pegar num material tipicamente na forma de um halter, de forma a concentrar o stress na área com o diâmetro menor no centro da amostra e ciclicamente submeter esta região a uma força com uma frequência específica. Para determinar a resistência é contabilizado o número de ciclos de força que o material aguenta antes de por fim fraturar. Depois outra amostra é testada com uma força menor e assim sucessivamente para obtermos uma curva. Nalgum ponto o material vai aguentar 10 milhões de ciclos, ou até mais, sem fracassar. A este stress é chamado a resistência à fadiga, ou limite de endurance (Lin & Drummond, 2010).

### **2.4.2 Resistência à fadiga – Método de escada**

Neste método uma amostra, normalmente uma barra, é testado num teste de flexão de 3 ou 4 pontos até metade da resistência a fratura do material. Depois a amostra é ciclicamente submetida a forças a uma frequência apropriada para um determinado número de ciclos. Se a amostra do material sobreviver a esse número de ciclos, outra amostra é preparada e o número de ciclos vai ser o mesmo mas a força é aumentada em 5%. Se o primeiro fraturar, diminuímos 5% até descobrirmos a resistência à fadiga do material. Este teste é mais barato e mais facilmente realizado porque a amostra tem a forma de uma simples barra (Ilie et al., 2017).

## **2.5 Módulo de elasticidade**

O módulo de elasticidade é definido como a resistência para um material de deformar elasticamente, ou seja de uma forma não permanente quando lhe é aplicada uma força. Este é calculado a partir do gráfico tensão deformação na região elástica. Existem vários testes mecânicos que envolvem a curva tensão deformação e são utilizados para determinar o módulo de elasticidade (Ilie & Ruse, 2019).

### 2.5.1 Tração

Idealmente, os testes de tração devem ser usados, mas não existem standards disponíveis para materiais dentários, desde que as amostras standardizadas em forma de halter usados para plásticos, são demasiado largas e caras para a máquina necessária para resinas compostas. Mais, as propriedades de tração são conhecidas por variar com a preparação da amostra e com a velocidade e ambiente de teste (Wang et al., 2003).

Consequentemente apenas controlando os fatores indicados nos standards conseguimos obter resultados precisos. O suporte para as amostras também é difícil e são necessários ganchos especiais para adaptar ao pequeno tamanho das amostras. Estas dificuldades experimentais fizeram com que nas pesquisas sejam utilizados outros métodos (Hotta et al., 2008).

### 2.5.2 Flexão

Os testes mais comuns e melhor avaliados para avaliar o módulo de elasticidade das resinas compostas envolvem os testes de flexão com três e quatro pontos de contacto. As amostras retangulares usados têm como medidas (2x2x25)mm ISO 4049 ou (2x2x18)mm, NIST 4877. Observações diretas da deflexão e da carga são gravadas permitindo uma para determinar a relação tensão-deformação (Ilie & Ruse, 2019).

O seu tamanho pequeno, baixo custo, e fácil preparação deste teste conta muito para a sua popularidade, mas também tem as suas desvantagens como qualquer um (Ilie & Ruse, 2019).

O stress máximo acontece diretamente por baixo do ponto de aplicação de forças no teste com 3 pontos de apoio enquanto que no de 4 pontos acontece numa área mais extensa entre os dois pontos de aplicação de forças. As amostras são muito sensíveis a defeitos nas extremidades ou de superfície. O teste parece ser simples mas amostras mal alinhadas e erros experimentais podem facilmente falsificar os resultados finais (Kumar, 2012).

Quando comparando os testes de flexão de 3 e 4 pontos, o módulo de elasticidade provou ser menos sensível ao teste que a resistência à flexão. Não há diferenças nos valores nas medições do módulo de elasticidade ao contrário do observado na medição

da resistência aonde os valores eram superiores no teste de 3 pontos (Chitchumnong et al., 1989).

Na realização destes testes deve ser considerado que o módulo de elasticidade de polímeros aumenta diminuindo a temperatura e aumentando a tensão. É recomendado realizar o teste em água a 37 graus a uma temperatura constante (Kumar, 2012).

### **2.5.3 Outras condições**

Para além dos testes descritos também pode o módulo de elasticidade também pode ser calculado a partir da deformação elástica da região da curva tensão deformação determinada noutras condições como flexão biaxial, compressão ou compressão diametral (Bona et al., 2008).

Estes tipos de testes são menos populares. Em todos os testes o alinhamento da amostra desenvolve um papel importante em obter uma correta distribuição da força que contribui para a consistência dos resultados (Wang et al., 2003).

## **2.6 Modulo de indentação**

O módulo de indentação é determinado por métodos de sensores de profundidade e a sua importância é tão elevada como a determinação do módulo de elasticidade determinado num teste de flexão e pode permitir uma rápida e precisa do comportamento de deformação do material (Ilie & Ruse, 2019).

O equipamento necessário tem um custo muito elevado enquanto que a preparação da amostra requer uma superfície pouco rugosa, idealmente muito polida. O polimento manual é consequentemente insuficiente e os equipamentos de polimento automático que permitem um bom paralelismo são recomendados (Ilie & Ruse, 2019).

A distância entre centros de duas indentações adjacentes deve ser de pelo menos 20 vezes a profundidade da indentação e a amostra deve ter 10x a profundidade da indentação. A força do teste deve ser sempre indicada e deve ser elevada o suficiente para induzir a indentação mais larga que o tamanho da carga (Ilie & Ruse, 2019).

### 2.6.1 Estático

Uma abordagem estática envolve um equipamento de dureza universal automático ou semi-automático. O teste pode ser ter lugar com força controlada ou controlo de profundidade. Para medir é usado um indentador diamantado. A força do teste da profundidade da indentação é medida durante o procedimento do teste á medida que a força aumenta e também quando a força diminui. O resultado do teste é a relação entre a força do teste e a profundidade da indentação (Ilie et al., 2013).

O módulo da indentação é determinado a partir do declive da tangente adaptada a máxima força a profundidade da indentação não linear quando retiramos a força. Uma boa correlação entre o módulo da indentação e o modulo elástico é determinado no teste de flexão de 3 pontos para resinas compostas (Syed Asif et al., 2001).

### 2.6.2 Dinâmico

Uma abordagem dinâmica mede as propriedades dos materiais enquanto eles são deformados por um stress periódico. Especificamente neste teste a variável sinusoidal é aplicada e a tensão é medida. Se o material for só elástico a diferença de fases em tensão-deformação é 0 graus, se for viscoso a diferença é de 90 graus (Syed Asif et al., 2001).

## 2.7 Dureza

A dureza é definida como a propriedade de resistência de um material à deformação plástica e indentação na superfície. Esta resulta de um procedimento de medição definido e não é uma propriedade intrínseca do material. Basicamente um indentador de uma forma específica é pressionado contra a superfície do material para ser testado sob uma determinada força durante um intervalo de tempo definido e a medição da dureza é feita com base no tamanho ou profundidade da indentação (Ilie et al., 2017).

No caso de o material ter uma elevada dureza vai ser realizada uma pequena indentação, já se for um material mais macio a indentação realizada será bastante maior (Edwards, 2012).

As propriedades que estão relacionadas com a dureza do material são o limite de proporcionalidade e a ductilidade. O teste de dureza pode ser aplicado na base do método

de aplicação, tamanho do indentador e a quantidade de força aplicada (Vaidya & Pathak, 2018).

É um indicador de durabilidade, sendo um dos maiores factores para determinar a aceitação clínica de determinado material (Shahdad et al., 2007).

O método usual é medir a profundidade ou área de indentação deixada pelo indentador que é aplicado por uma força específica durante um certo intervalo de tempo (Wang et al., 2003).

Os testes de dureza são muito utilizados em estudos das propriedades mecânicas dos materiais, pesquisa e avaliação de materiais para controlo de qualidade. Estes testes, quando comparados com outros testes mecânicos, são amplamente utilizados por serem de fácil execução, rapidez e relativamente baratos (Wang et al., 2003).

O teste de dureza pode ser classificado em carga estática(lenta) ou carga dinâmica que é rapidamente aplicada. Na base do tamanho do indentador também pode ser classificada em macroindentação e microindenação. (Vaidya & Pathak, 2018).

A dureza pode ser macro, micro ou nano de acordo com as forças aplicadas , macro range entre 2N e 30kN, micro range entre 2N e 0,2N e por fim nano quando a indentação é menor que 0,2 micras. Com a possibilidade de obter medidas tão pequenas a calibração do instrumento e do indentador são necessárias para se alcançar uma reproductibilidade aceitável dos parâmetros dos materiais com máquinas diferentes. A superfície da amostra deve estar lisa para permitir uma boa visualização da indentação para as medições e deve estar perpendicular ao indentador (Ilie et al., 2017).

Os testes de indentação têm sido utilizados por mais de um século para determinar a dureza dos materiais. Os métodos tradicionais para medir a dureza são, Brinell, Knoop, Rockwell ou Vickers . Os testes de Knoop são chamados testes de microdureza enquanto que o de Brinell e Rockwell são testes de macrodureza. Por último o teste de Vickers e a indentação instrumental são testes que permitem tanto realizar macrodureza como microdureza (Wang et al., 2003).



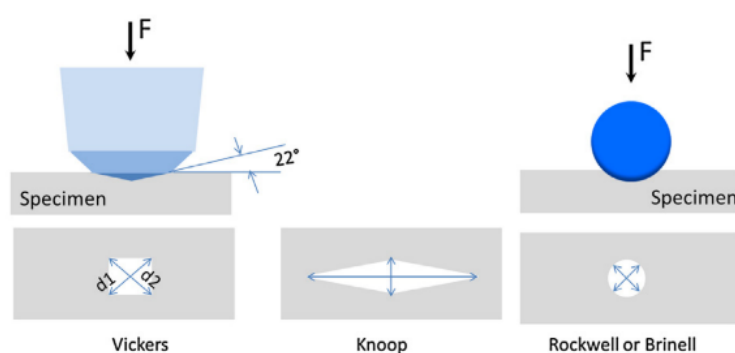
## 2.7.1 Dureza de indentação

### 2.7.1.1 Teste de Vickers

O teste de Vickers usa como indentador uma pirâmide quadrangular com ângulo de  $136^\circ$  entre as faces opostas com ponta diamantada, e vai haver uma impressão quadrada no material. Este teste é aplicável para medir a dureza de ligas metálicas, assim como de estruturas dentárias e ainda para materiais com maior fragilidade. Este teste tem a vantagem de medir a dureza de pequena área e materiais duros, enquanto é limitada a materiais que tenham uma superfície polida (Vaidya & Pathak, 2018).

A força que está num intervalo de 1gf e 100kgf é aplicada normalmente num intervalo de tempo de 10 a 15 segundos. As duas diagonais da indentação que permanecem na superfície do material após a remoção da força são medidas usando um microscópio e depois calculado o valor. A dureza de Vickers é calculada pelo quociente da força pela área quadrada da indentação. As indentações devem ser o mais largas possíveis para permitir uma boa medição (Wang et al., 2003).

Este procedimento apresenta como problemas a influência do operador na visão do tamanho ao microscópio das diagonais. Mas isto pode ser ultrapassado pelos equipamentos mais modernos que medem automaticamente as indentações (Ilie et al., 2017).



**Figura 6** Formas dos indentadores utilizados nos testes de Vickers, Knoop, Rockwell e Brinell (Ilie et al., 2017)

### **2.7.1.2 Teste de Knoop**

É um teste de força predeterminado onde a força é aplicada com um indentador diamantado em forma de pirâmide (com ângulos de 172,5° e 130° entre as extremidades opostas no vértice) para um determinado intervalo de tempo. O tempo para aplicação inicial da força não deve exceder os 10 segundos e a força deve ser mantida por 10 a 15 segundos. O valor da dureza de Knoop é proporcional a força do teste a dividir pela área projetada pela indentação (Ilie et al., 2017; Vaidya & Pathak, 2018).

Esta medida é depois convertida em valor de dureza de Knoop utilizando um gráfico. A largura desta indentação pode dar mais resolução para a medição e a indentação é também mais superficial (Vaidya & Pathak, 2018).

Comparando com o indentador de Vickers, o de Vickers penetra o dobro do indentador de Knoop. A diagonal do teste de Knoop é três vezes maior que o de Vickers e é melhor para ser utilizado em materiais frágeis (Wang et al., 2003).

Este método é normalmente usado quando as indentações são mais próximas umas das outras ou muito perto da extremidade da amostra. Foi identificada uma grande correlação em resinas compostas resinas compostas entre a dureza de Knoop e Vickers (Ilie et al., 2017).

### **2.7.1.3 Teste de Rockwell**

O teste de Rockwell é um método rápido para determinar a dureza de materiais dentários e é similar ao método de Brinell. Neste método em vez de uma bola é usado uma forma cônica com ponta diamantada. A profundidade de penetração é medida por um equipamento próprio. Existem várias pontas para o indentador com diferentes tamanhos para testar uma grande variedade de materiais. O número de dureza de Rockwell é designado a partir do indentador e carga aplicada. Este método é bastante útil para avaliar materiais plásticos, mas não é aplicável a materiais frágeis (Wang et al., 2003).

Neste teste há 2 passos de aplicação da força, primeiro aplicamos uma força preliminar que é aplicada e mantida por um período que não deve exceder os 3 segundos e é feita a medição da profundidade que funciona como um zero. Posteriormente a força

maior é então aplicada e a posição final do indentador é medida . A distância entre os dois pontos é convertida num número de dureza (Ilie et al., 2017).

#### **2.7.1.4 Teste de Brinell**

O teste de Brinell é um dos mais antigos para medir a dureza de metais e materiais metálicos utilizados em medicina dentária. Este teste está relacionado com o limite de proporcionalidade e a resistência de tensão. Neste teste uma bola de aço endurecido com 10mm de diâmetro ou uma bola de carbide e é pressionada com forças que vão de 500 a 3000kgf contra a superfície do metal. O valor da dureza de Brinell é proporcional à força do teste a dividir pelo valor da área de indentação (Vaidya & Pathak, 2018).

A maior fonte de erro deste teste é como para os outros testes deste género a medição da indentação, ou seja, é subjetivo à perceção do operador. Mas já estão disponíveis no mercado equipamentos de leitura automática usando computadores e análise de imagem para ler as indentações e estes devem ser considerados. O uso deste teste em resinas compostas é pouco frequente (Ilie et al., 2017).

#### **2.7.2 Indentação instrumental**

Comparando com a dureza de indentação, estes métodos instrumentais são medidas da dureza pela profundidade que dão a habilidade para medir a penetração do indentador durante a aplicação da força no ciclo de teste. São também capazes de medir tanto a deformação elástica como plástica. A indentação instrumentada incorpora um método que grava e avalia a aplicação e retirada do ciclo de força enquanto o teste é feito com controlo da profundidade da indentação (Ilie et al., 2017).

A curva força indentação do teste é usada para determinar a dureza. A força e profundidade de penetração podem ser medidas continuamente durante a aplicação e retirada de força. A indentação instrumental é capaz de medir a dureza de indentação e dureza de Martens (Ilie et al., 2017).

### **2.7.2.1 Dureza de indentação**

A dureza de indentação é semelhante a dureza de Vickers quando o indentador é usado e a dureza é calculada da força do teste a dividir pela área projetada do indentador em contacto com o material no momento de máxima força. A diferença é que a área de indentação é calculada a partir da medida dos dados de deslocamento em vez da medida a partir do microscópio e a dureza de Vickers usa uma geometria perfeita enquanto que a indentação instrumentada usa uma forma medida do indentador que permite o arredondamento da ponta entre outros desvios (Ilie et al., 2017).

### **2.7.2.2 Dureza de Martens**

A dureza de Martens que é conhecida como dureza universal, é definida como a força a dividir pela área aparente de indentação. Algum software pode permitir a conversão deste tipo de dureza para uma dureza mais familiar como a dureza de Vickers (Shahdad et al., 2007).

## **2.8 Resistência ao desgaste**

O desgaste pode ser definido como a perda progressiva de material de superfícies que contactem num corpo, causado pela superfície. Tem sido um parâmetro de interesse nos materiais dentários e tem sido muito testado pois faz uma previsão do tempo de vida do material (Lee et al., 2012).

Um fator importante que determina a quantidade de desgaste é o tempo que as superfícies estão em movimento. Os pacientes estão a manter mais os dentes naturais por mais tempo logo o potencial para que exista desgaste é maior e tem agravado o problema clínico (Mair et al., 1996).

Este começa na cavidade oral desde o momento da erupção dentária e também quando entra em contacto com a peça dentária antagonista. O mesmo acontece com as restaurações que começam a ser sujeitas a processos desgaste a partir do momento em que são colocadas na cavidade oral (Heintze et al., 2019).

Para controlar esta condição temos de entender o processo pelo qual ocorre e o seu efeito nas estruturas dentárias. Porém tem sido costume separar o desgaste dentário

do desgaste do material dentário em diferentes áreas de investigação. O estudo dos materiais dentários devem considerar não apenas a resistência ao desgaste dos materiais mas também o efeito no dente oponente (Mair et al., 1996).

O desgaste intraoral pode ocorrer por vários mecanismos. Quando os dentes entram em contacto sem o bolo alimentar ou outro intermediário este é chamado de desgaste de dois corpos ou desgaste por atrição. Durante o processo de mastigação ou escovagem dos dentes é chamado de desgaste de três corpos ou desgaste abrasivo, enquanto que as superfícies oclusais estão sujeitas a atrição e abrasão que ocorrem quase simultaneamente ou em episódios subsequentes. Outro fenómeno é o desgaste por adesão que ocorre quando duas superfícies sólidas deslizam uma sobre a outra sob pressão. No processo o material pode ser transferido de um material de restauração para o outro ou então para o esmalte do dente oponente. Este mecanismo também pode acontecer nas superfícies proximais dos dentes adjacentes (Ilie et al., 2017).

O desgaste por fadiga acontece quando partes dos tecidos duros dentários ou dos materiais de restauração lascam e partem, se este processo ocorrer na zona cervical do dente o processo é chamado de abfração. As resinas compostas têm um padrão de desgaste devido a associação com a sua composição que tem influência na resistência ao desgaste. O melhor é a força ser aplicada para as partículas. O tamanho, forma e dureza a qualidade do bonding e as características das partículas usadas (Ilie et al., 2017).

Para melhor estudar o desgaste os investigadores desenvolveram métodos para testar em laboratório e foi lançada pela ISO a “*Guidance on testing of wear*” , que descreve 8 métodos de 2 e/ou 3 corpos em contacto, mas também há outro documento em que faz a cobertura do desgaste criado pela escovagem dentária. As diferenças nos métodos entre o desgaste entre 2 e 3 corpos reside no numero de ciclos, abrasividade, tipo de força que atua, movimento efetuado durante o próprio teste (Heintze et al., 2019).

Um equipamento que seja utilizado para testar a resistência ao desgaste deve ter como características, as forças e os seus impulsos devem ser reprodutíveis e ajustáveis num intervalo de 20N a 150N. não deve ser necessária calibragem para testar um material (Lambrechts et al., 2006).

Vários fatores que podem influenciar o desgaste devem ser tidos em conta

**-Número de amostras;**

**-Força:** Maiores forças produzem um maior desgaste, mas a relação não parece ser linear. Deve existir um certo limite no qual o aumento da força não é expresso nos resultados de desgaste;

**-Tipo de material utilizado no equipamento:** Esmalte deve ser o material de eleição devido a sua relevância, mas não é possível estandardizar a composição de um substrato biológico e como estão sempre em pequena quantidade uma alternativa é cerâmica IPS reforçada de leucite é um material que gera um desgaste semelhante ao do esmalte;

**-Tamanho e forma da ponta do equipamento utilizada:** um equipamento com uma ponta causa um maior desgaste que um com forma de bola pois que tem uma maior área de contacto logo vai ser produzido um stress de fadiga inferior no material;

**-Velocidade de descida e elevação do equipamento:** a velocidade com que a ponta cria um contacto gera uma força de impulso e outra variável é o tempo durante o qual a força é aplicada;

**-Lubrificantes:** podemos utilizar a saliva artificial que influencia o desgaste na cavidade oral diminuindo a fricção;

**-Número de ciclos:** o desgaste aumenta com o número de ciclos realizado no material;

O método de desgaste não deve só ser internamente válido, ou seja, que o resultado é igual quando realizado no mesmo material em 2 pontos do tempo são similares, mas também deve ser externamente o que quer dizer que podemos correlacionar com os resultados obtidos *in vivo* (Heintze, 2006).

Atualmente são utilizados sensores mecânicos ou eletro-óticos para quantificar o desgaste clínico. Mas mesmo assim é necessário realizar impressões físicas para as medições. Os sistemas com tecnologia ótica têm vantagem sobre os sensores mecânicos. Um em particular mede o desgaste com a precisão de 10 micras tanto em ensaios clínicos como *in vitro*. Para evitar a realização de impressões e modelos alguns investigadores usam scanners intraorais para este fim (Heintze et al., 2019).

Em 2001, ISO publicou um guia para testar o desgaste descrevendo 8 métodos diferentes de desgaste de 2 e de 3 corpos, também existe outro guia que cobre o desgaste causado pela escova de dentes, mas este é controverso sendo que os materiais restauradores hoje utilizados são muito resistentes ao desgaste demonstrado tanto *in vitro*

como *in vivo*. A vantagem destes standards é que definem os métodos de teste que podem ser realizados e reproduzidos facilmente em laboratórios (Heintze et al., 2019).

Mas os testes recomendados pela ISO nem sempre têm evidência robusta para correlação entre os testes realizados e a parte clínica, até porque pode explicar porque não há uma explicação das suas vantagens e desvantagens. Mais, não há uma menção de porque os métodos foram validados e em que equipamentos podem ser realizados para que sejam validados (Heintze et al., 2019).

Os testes para o desgaste a dois e três corpos tem variações, desde a carga, número de ciclos, frequência, meio abrasivo, movimento de deslize. O equipamento de teste deve operar em limites aceitáveis e reprodutíveis e tolerâncias para que os resultados sejam reprodutíveis. Uma revisão sistemática demonstrou que o ritmo de desgaste resultante nos compósitos pode variar entre 30 a 70% utilizando os mesmos parâmetros para um mesmo compósito (Heintze et al., 2019).

Um equipamento para ser usado para testar desgaste nos materiais dentários deve ter as seguintes funcionalidades:

- Força e impulsos de força devem ser reprodutíveis e ajustáveis de 20N a 150N;
- O movimento lateral da ponta deve ser integrado no sistema para testar o material para a microfadiga;
- Um fluxo de água contínuo deve ser integrado para remover os detritos da interface entre a ponta e a superfície do material;
- Todos os movimentos devem ser controlados pelo computador e ajustáveis.

Existem vários tipos de equipamentos que podem ser utilizados para realizar testes de desgaste, sendo estes as máquinas que simulam a escovagem dentária, as que simulam a atrição e as que simulam a abrasão (Lambrechts et al., 2006).

Começando pela máquina de escovagem esta como o próprio nome indica avalia a escovagem dentária e tem muitos parâmetros que podemos programar, desde a técnica de escovagem, dentífrico utilizado, número de ciclos, período de tempo e a força aplicada. Estas variáveis devem ser cuidadosamente controladas pois irão ter uma grande influência nos resultados finais obtidos (Lambrechts et al., 2006).

O design da escova também pode influenciar os resultados, dependendo da geometria da cabeça da escova, tipo de filamentos e a sua orientação pois afetam a área de contacto da escova com a superfície do material utilizado. Por fim a abrasividade do dentífrico utilizada no estudo deve ser mencionada com base nos índices RDA e REA (Lambrechts et al., 2006).

Também existem equipamentos que simulam o desgaste com dois ou três corpos com vários graus de semelhança clínica. As variáveis nestes estudos têm de ser muito bem descrita para que consigamos realizar comparações de resultados entre estes a força, frequência, número de ciclos, lubrificante, dureza, módulo de elasticidade, força de fricção, entre outros. Mas como existem falhas nesta informação é difícil interpretar os resultados (Lee et al., 2012).

Com estes simuladores há a tentativa de simular ao máximo o ambiente existente na cavidade oral de modo a classificar os materiais de acordo com a resistência que têm ao desgaste comparando com materiais de referência (Lambrechts et al., 2006).

Os vários tipos de equipamentos referidos anteriormente tal como os métodos utilizados utilizam diferentes abordagens conceptuais do desgaste por isso os resultados obtidos não podem ser comparados entre si. Até porque nos estudos realizados entre os diferentes métodos demonstraram que existe uma variabilidade muito grande entre eles (Heintze et al., 2019).

A maioria dos estudos focados no desgaste têm como foco os compósitos mais do que os materiais cerâmicos, ligas e polímeros para as próteses dentárias (Heintze et al., 2019).

O desgaste é pouco importante para pequenas restaurações , mas continua a ser muito importante para grandes restaurações com grandes contactos oclusais e especialmente para pacientes com função oclusal acentuada ou anormal (Ferracane, 2013).

Uma revisão sistemática demonstrou em materiais cerâmicos uma grande variabilidade e alta de correlação com o desgaste que existe num contexto clínico. Mas também não existe necessidade pois são materiais resistentes ao desgaste e não parecem criar desgaste no esmalte do dente antagonista por isso não são necessários estudos urgentes sobre este tema. Por outro lado o desgaste das próteses dentárias é um problema



clínico mas raramente realizado em investigação em laboratório e testado (Heintze et al., 2019).



### **3. Conclusão**

Qualquer material protético ou restaurador utilizado em reabilitação oral tem de possuir boas propriedades mecânicas que permitam que estes sobrevivam na cavidade oral nas mais variadas condições. Para isto acontecer tem de existir um extenso controlo das propriedades dos materiais sendo este realizado com recurso a vários testes que podemos realizar com base nas propriedades físicas dos materiais, equipamentos e conhecimentos dos investigadores.

Durante a realização do trabalho foi possível observar que a bibliografia encontrada não agregava todos os testes e não existia a mesma quantidade de informação sobre cada teste sendo por isso difícil de standardizar o tipo de informação referida sobre cada um. Prova-se assim a importância da realização deste trabalho pois permitiu a recolha de dados que sumariza os testes existentes, os seus pontos fortes, fracos e outras características que podem estar associadas aos materiais.

Ao alcançar o objetivo deste trabalho demonstro a sua elevada importância já que poderá dar ao investigador um ponto de vista diferente no teste a realizar, perante as condições que dispõe. Também foi possível observar que existem múltiplos equipamentos para realizar cada teste sendo que poderão não estar disponíveis todos estes métodos, o que pode ser um critério na sua escolha.

Numa perspetiva futura deveriam ser realizadas trabalhos de investigação nesta área de modo a que haja a construção de documentos atualizados sobre os testes mecânicos realizados aos materiais dentários e assim permitir aos médicos dentistas ter uma maior atualização do conhecimento e da evolução constante que ocorre nesta área.



#### 4. Bibliografia

- Anusavice, K. J., Kakar, K., & Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research*, 18(SUPPL. 3), 218–231. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01460.x>
- ASTM D256-10E, Standard Test Methods for Determining the Izod Pendulum Impact Resistance of Plastics, 2010
- Badawy, R., El-Mowafy, O., & Tam, L. E. (2016). Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dental Materials*, 32(7), 847–852. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.003>
- Belli, R., Wendler, M., Zorzin, J. I., & Lohbauer, U. (2018). Practical and theoretical considerations on the fracture toughness testing of dental restorative materials. *Dental Materials*, 34(1), 97–119. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.11.016>
- Bona, Á. Della, Benetti, P., Borba, M., & Cecchetti, D. (2008). Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Brazilian Oral Research*, 22(1), 84–89. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242008000100015>
- Bonfante, E. A., & Coelho, P. G. (2016). A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Advances in Dental Research*, 28(1), 18–27. <https://doi.org/10.1177/0022034515624445>
- Börger, A., Supancic, P., & Danzer, R. (2004). The ball on three balls test for strength testing of brittle discs: Part II: Analysis of possible errors in the strength determination. *Journal of the European Ceramic Society*, 24(10–11), 2917–2928. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2003.10.035>
- Chitchumnong, P., Brooks, S. C., & Stafford, G. D. (1989). Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dental Materials*, 5(1), 2–5. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(89\)90082-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(89)90082-1)
- Choi, B. J., Yoon, S., Im, Y. W., Lee, J. H., Jung, H. J., & Lee, H. H. (2019). Uniaxial/biaxial flexure strengths and elastic properties of resin-composite block materials for CAD/CAM. *Dental Materials*, 35(2), 389–401. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.032>

- Danzer, R. (2014). On the relationship between ceramic strength and the requirements for mechanical design. *Journal of the European Ceramic Society*, 34(15), 3435–3460. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2014.04.026>
- Della Bona, Á., Dal Bello, Y., & Sartoretto, S. C. (2012). Use of standards in papers published in dental journals. *Brazilian Dental Journal*, 23(5), 471–476. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402012000500001>
- Domingues, N. B., Galvão, B. R., Ribeiro, S., Junior, A. A. de A., Longhini, D., & Adabo, G. L. (2016). Comparison of the indentation strength and single-edge-v-notched beam methods for dental ceramic fracture toughness testing. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 15(2), 109–112. <https://doi.org/10.20396/bjos.v15i2.8648760>
- Edwards, J. (2012). Hardness Testing. *Characterization of Materials*, 25(9), 79–80.
- Ferracane, J. L., & Condon, J. R. (1999). In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dental Materials*, 15(4), 262–267. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00045-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00045-7)
- Ferracane, Jack L. (2013). Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dental Materials*, 29(1), 51–58. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.06.013>
- Fujishima, A., & Ferracane, J. L. (1996). Comparison of four modes of fracture toughness testing for dental composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 12(1), 38–43. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(96\)80062-5](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80062-5)
- Hammant, B. (1971). The use of 4-point loading tests to determine mechanical properties. *Composites*, 2(4), 246–249. [https://doi.org/10.1016/0010-4361\(71\)90154-6](https://doi.org/10.1016/0010-4361(71)90154-6)
- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712–734. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- Heintze, Siegwad D., Ilie, N., Hickel, R., Reis, A., Loguercio, A., & Rousson, V. (2017). Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dental Materials*, 33(3), e101–e114. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.013>
- Heintze, Siegwad D., Reichl, F. X., & Hickel, R. (2019). Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods —A review. *Dental*

- Materials Journal*, 38(3), 343–353. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-140>
- Hotta, M., Kawano, S., & Sekine, I. (2008). Direct tensile strength of visible light-cured restorative materials containing fluoride. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(9), 854–859. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2001.00677.x>
- Huang, S. H., Lin, L. S., Rudney, J., Jones, R., Aparicio, C., Lin, C. P., & Fok, A. (2012). A novel dentin bond strength measurement technique using a composite disk in diametral compression. *Acta Biomaterialia*, 8(4), 1597–1602. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.12.036>
- Ikejima, I., Nomoto, R., & McCabe, J. F. (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, 19(3), 206–211. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00031-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00031-3)
- Ilie, N., Bauer, H., Draenert, M., & Hickel, R. (2013). Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Operative Dentistry*, 38(2), 159–167. <https://doi.org/10.2341/12-084-L>
- Ilie, N., Hilton, T. J., Heintze, S. D., Hickel, R., Watts, D. C., Silikas, N., ... Ferracane, J. L. (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials*, 33(8), 880–894. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.013>
- Ilie, Nicoleta, & Ruse, N. D. (2019). Shear bond strength vs interfacial fracture toughness — Adherence to CAD/CAM blocks. *Dental Materials*, 35(12), 1769–1775. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.003>
- Jin, J., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2004). Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental Materials Journal*, 23(4), 490–496. <https://doi.org/10.4012/dmj.23.490>
- Kruzic, J. J., & Ritchie, R. O. (2003). Determining the toughness of ceramics from vickers indentations using the crack-opening displacements: An experimental study. *Journal of the American Ceramic Society*, 86(8), 1433–1436. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.2003.tb03490.x>
- Kumar, N. (2012). Inconsistency in the strength testing of dental resin-based composites

- among researchers. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 29(1), 205–210. <https://doi.org/10.12669/pjms.291.2922>
- Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2006). How to simulate wear?. Overview of existing methods. *Dental Materials*, 22(8), 693–701. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.004>
- Lee, A., He, L. H., Lyons, K., & Swain, M. V. (2012). Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(3), 217–225. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02257.x>
- Lin, L., & Drummond, J. L. (2010). Cyclic loading of notched dental composite specimens. *Dental Materials*, 26(3), 207–214. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.10.002>
- Lube, T., Manner, M., & Danzer, R. (1997). The miniaturisation of the 4-point-bend test. *Fatigue and Fracture of Engineering Materials and Structures*, 20(11), 1605–1616. <https://doi.org/10.1111/j.1460-2695.1997.tb01514.x>
- Mair, L. H., Stolarski, T. A., Vowles, R. W., & Lloyd, C. H. (1996). Wear: Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*, 24(1–2), 141–148. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00043-7)
- Park, J. K., Lee, G. H., Kim, J. H., Park, M. G., Ko, C. C., Kim, H. Il, & Kwon, Y. H. (2014). Polymerization shrinkage, flexural and compression properties of low-shrinkage dental resin composites. *Dental Materials Journal*, 33(1), 104–110. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-126>
- Penn, R. W., Craig, R. G., & Tesk, J. A. (1987). Diametral tensile strength and dental composites. *Dental Materials*, 3(1), 46–48. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(87\)80062-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80062-3)
- Peskersoy, C., & Culha, O. (2017). Comparative Evaluation of Mechanical Properties of Dental Nanomaterials. *Journal of Nanomaterials*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/6171578>
- Petronijević, B., Marković, D., Šarčev, I., Anđelković, A., & Jeremić Knežević, M. (2013). Fracture Resistance of Restored Maxillary Premolars. *Contemporary Materials*, 2(3), 219–225. <https://doi.org/10.7251/comen1202219p>



- Quinn, G. D. (2015). On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dental Materials*, 31(1), 26–36. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.378>
- Quinn, G. D., Giuseppetti, A. A., & Hoffman, K. H. (2014). Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. *Dental Materials*, 30(5), 1–29. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.014>
- Shahdad, S. A., McCabe, J. F., Bull, S., Rusby, S., & Wassell, R. W. (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*, 23(9), 1079–1085. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.10.001>
- Shetty, D. K., Rosenfield, A. R., Duckworth, W. H., & Held, P. R. (1983). A Biaxial-Flexure Test for Evaluating Ceramic Strengths. *Journal of the American Ceramic Society*, 66(1), 36–42. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1983.tb09964.x>
- Shyam, A., & Lara-Curzio, E. (2006). The double-torsion testing technique for determination of fracture toughness and slow crack growth behavior of materials: A review. *Journal of Materials Science*, 41(13), 4093–4104. <https://doi.org/10.1007/s10853-005-5553-0>
- Syed Asif, S. A., Wahl, K. J., Colton, R. J., & Warren, O. L. (2001). Quantitative imaging of nanoscale mechanical properties using hybrid nanoindentation and force modulation. *Journal of Applied Physics*, 90(3), 1192–1200. <https://doi.org/10.1063/1.1380218>
- Vaidya, A., & Pathak, K. (2018). Mechanical stability of dental materials. In *Applications of Nanocomposite Materials in Dentistry*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813742-0.00017-1>
- van Hengel, C. (2001). Stress-strain curve. *Fibre Metal Laminates*, 101–109. [https://doi.org/10.1007/978-94-010-0995-9\\_7](https://doi.org/10.1007/978-94-010-0995-9_7)
- Wagner, W. C., & Chu, T. M. (1996). Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 140–144. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90297-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90297-8)
- Wang, L., D’Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties

of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–167. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572003000300002>

Wang, X., & Atkinson, A. (2015). On the measurement of ceramic fracture toughness using single edge notched beams. *Journal of the European Ceramic Society*, 35(13), 3713–3720. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2015.05.005>

Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., ... Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99–109. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.10.008>